

51

Int. Cl. 2:

H 01 J 35/00

19 **BUNDESREPUBLIK DEUTSCHLAND**

H 01 J 35/06

H 01 J 35/08

H 01 J 35/14

G 01 N 23/20

A 61 N 5/10

DEUTSCHES PATENTAMT



DE 27 19 609 A 1

11

Offenlegungsschrift 27 19 609

21

Aktenzeichen:

P 27 19 609.4-33

22

Anmeldetag:

2. 5. 77

23

Offenlegungstag:

9. 11. 78

31

Unionspriorität:

32 33 31

*no abstract
or English version
available*

54

Bezeichnung:

Röntgenröhre

71

Anmelder:

Bauer, Richard, Dr., 8046 Garching

72

Erfinder:

gleich Anmelder

Prüfungsantrag gem. § 28 b PatG ist gestellt

DE 27 19 609 A 1

2719609

Patentansprüche

- 1) Röntgenröhre aus Anode und Elektronenquelle, dadurch gekennzeichnet, daß die genutzte Röntgenstrahlung in einem engen Raumwinkel antiparallel zur Richtung der einfallenden Elektronen austritt mit einem Öffnungswinkel von weniger als 30° .
- 2) Röhre nach Anspruch 1), dadurch gekennzeichnet, daß der Winkel des Öffnungskegels weniger als 20° beträgt.
- 3) Röhre nach Anspruch 1), dadurch gekennzeichnet, daß der Winkel des Öffnungskegels weniger als 10° beträgt.
- 4) Röhre nach Anspruch 1), dadurch gekennzeichnet, daß die Elektronenquelle aus Kathode und Fokussierungselektrode rotationssymmetrisch aufgebaut ist.
- 5) Röhre nach Anspruch 1), dadurch gekennzeichnet, daß die Elektronenquelle aus mehreren rotationssymmetrisch angeordneten Elektronenkanonen besteht.
- 6) Röhre nach Anspruch 1), dadurch gekennzeichnet, daß die Anode auf der der Kathode zugewandten Seite mehrschichtig aufgebaut ist, wobei die Ordnungszahl des Materials und das Produkt aus Dicke und Dichte der verschiedenen Schichten mit der Tiefe zunehmen.
- 7) Röhre nach Anspruch 6) dadurch gekennzeichnet, daß die mehrschichtig aufgebaute Anode aus einer obersten Schicht aus Nickel oder Kupfer von ca. $0.1 \mu\text{m}$ Dicke besteht, gefolgt von einer zweiten tieferen Schicht aus Zirkon, Molybdän, Rhodium, Palladium oder Silber von $1 - 1.2 (1.5) \mu\text{m}$ Dicke, einer dritten Schicht aus Barium von $11 - 13 \mu\text{m}$ Dicke, einer vierten Schicht aus Tantal, Wolfram, Iridium oder Platin von $7 - 10 \mu\text{m}$ Dicke und einer untersten fünften Schicht aus Thorium oder Uran von $40 - 60 \mu\text{m}$ Dicke.

809845/0239

ORIGINAL INSPECTED

- 8) Röhre nach Anspruch 6), dadurch gekennzeichnet, daß die verschiedenen Schichten auch aus Materialien mit niedrigerem Schmelzpunkt bestehen können, als die in Anspruch 7) genannten Metalle, und diese Schichten durch Zwischenschichten aus Beryllium, Chrom oder Molybdän von 0.1 - 1 μm Dicke voneinander getrennt werden, bzw. von einer solchen oberflächlich aufgetragenen Schicht bedeckt sind.
- 9) Röhre nach Anspruch 6), dadurch gekennzeichnet, daß die Wahl des passenden Filters automatisch vorgenommen wird, und diese Wahl durch die Vorgabe der Beschleunigungsspannung bestimmt wird.
- 10) Röhre nach Anspruch 1), dadurch gekennzeichnet, daß die Anode an der Stelle des Brennflecks nur so dick ist (wenige bis maximal 50 μm), daß die anregenden Elektronen die Anode noch mit durchschnittlich 10 - 30 % ihrer Primärenergie verlassen können und erst in einem Hohlzylinder hinter der Anode endgültig absorbiert werden.
- 11) Röhre nach Anspruch 10), dadurch gekennzeichnet, daß die Stelle des Brennflecks der Anode aus mehreren Abschnitten aus verschiedenem Material hergestellt wird, die durch Verdrehen oder Verschieben der Anode in den Brennfleck gebracht werden können.

Dr. Richard Bauer
Römerhofweg 21
8046 Garching

Röntgenröhre

Die Erfindung betrifft eine Röntgenröhre zur Erzeugung fast spektralreiner Röntgenstrahlen.

Bei herkömmlichen Röntgenröhren wird die Röntgenstrahlung verwertet, die im wesentlichen senkrecht zur Einfallrichtung der beschleunigten Elektronen entsteht. Das hat den Vorteil, daß neben dem Linienspektrum der charakteristischen Strahlung das kontinuierliche Spektrum der Bremsstrahlung mit seiner hohen Intensität ausgenutzt werden kann. Werden Strahlen in einem definierten Energiebereich benötigt, gewinnt man diese normalerweise aus den oben beschriebenen Spektren mithilfe von Monochromatoren durch Reflexion oder mithilfe von Filtern durch Absorption der niederenergetischen Anteile. Die Verwendung von Monochromatoren (z.B. in der Fluoreszenzanalyse) bedingt einen voluminösen Versuchsaufbau. Durch die Verwendung von Filtern (z.B. in der medizinischen Röntgendiagnostik und -therapie) wird das Energiespektrum nicht so eng begrenzt, wie es z.B. wegen der Strahlenbelastung erstrebenswert wäre.

Ziel dieser Erfindung ist, die Konstruktion einer Röntgenröhre anzugeben, mit der ein fast spektralreines Spektrum erzeugt werden kann, das nur aus wenigen monochromatischen Linien ohne wesentliche Beimischung von Bremsstrahlung besteht.

Erfindungsgemäß wird ein fast spektralreines Spektrum dadurch gewonnen, daß im Gegensatz zu herkömmlichen Röntgenröhren nur der Teil der Röntgenstrahlung verwertet wird, der entgegen der Einfallrichtung der Elektronen abgestrahlt wird.

Damit wird auf die Ausnützung der intensitätsreichen Bremsstrahlung verzichtet und nur die (isotrop emittierte) charakteristische K-Strahlung des Anodenmaterials ausgenützt. Noch störende niederenergetische Anteile (L- oder M-Strahlung oder Reste der Bremsstrahlung) werden von einem geeigneten Filter weitgehend absorbiert. Die weitere Ausgestaltung der Erfindung geht aus der folgenden Beschreibung und den Unteransprüchen hervor.

Die Erfindung und ihre Ausgestaltung wird anhand der Fig. 1 bis 5 erläutert.

In einer Ausführung ist die Elektronenquelle (4) rotations-symmetrisch aufgebaut und besteht aus einer kreisförmigen Glühkathode (6) in Verbindung mit einer ringförmigen Fokussierungselektrode (Wehneltzylinder 5) mit zentraler Öffnung für den Durchtritt der Röntgenstrahlung. In einer anderen Ausführung besteht die Elektronenquelle aus mehreren Elektronenkanonen (11, 12, 13) in rotationssymmetrischer Anordnung. Die Röntgenstrahlen entstehen in der Anode (3), hier als Drehanode ausgeführt, bzw. in der Gegenkathode (14). Elektronenquelle und Anode (Gegenkathode) sind gemeinsam in dem evakuierten Gefäß (10) untergebracht. Die Röntgenstrahlen (2), die entgegen der Einfallsrichtung der beschleunigten Elektronen (1) emittiert werden, verlassen die Röhre in Richtung der Symmetrieachse der Elektronenquelle durch das Austrittsfenster (7) aus Beryllium. Hinter dem Austrittsfenster sind mehrere Filter (8) verschiedener Stärke und aus verschiedenem Material und Kollimatoren (9) mit verschiedenen Öffnungswinkeln ($2 \times \alpha$) drehbar in zwei Revolverscheiben angeordnet. Der Kollimator begrenzt den Austrittskegel der Röntgenstrahlen. Damit wird die angestrebte Reinheit der Strahlung gewährleistet, da die Intensität der Bremsstrahlung mit zunehmendem Winkel α zunimmt, und der Einfluß von Streustrahlung verringert wird.

Charakteristische Strahlung verschiedener Energie kann nur in verschiedenem Anodenmaterial angeregt werden. Dazu wird die Anode (bzw. Gegenkathode) mehrschichtig so aufgebaut (Fig. 3), daß die Ordnungszahl der verschiedenen Materialien und das Produkt aus Schichtdicke und Materialdichte mit der Tiefe zunehmen. Elektronen, die mit einer bestimmten, eng begrenzten Anregungsspannung beschleunigt werden und auf die Anode treffen, können je nach Primärenergie ohne großen Energieverlust eine gewisse Anzahl von Schichten durchdringen und werden erst in der folgenden Schicht vollständig abgebremst. Damit entsteht ein Spektrum, das überwiegend aus K-Strahlung der tiefsten vor den Elektronen erreichten Schicht besteht. Die wesentlich intensitätsärmere K-Strahlung aus höheren Schichten wird durch geeignet gewählte Filter absorbiert, sodaß die angestrebte Spektralreinheit erreicht wird. Zur Erhöhung der Bedienungssicherheit wird bei den Röntgenröhren für medizinische Anwendungszwecke die Wahl des richtigen Filters automatisch mit der Einstellung der Beschleunigungsspannung vorgenommen.

Eine derartige mehrschichtige Anode (Fig. 3) besteht z.B. aus einer obersten 0.1 μm dicken Kupferschicht (15), gefolgt von einer 1.0 - 1.2 μm dicken Molybdänschicht (16), einer 11- 13 μm dicken Schicht aus Barium (17), einer 7 - 10 μm dicken Wolframschicht (18) und zuunterst einer ca. 40 μm dicken Schicht aus Thorium oder Uran (19), sodaß mit dieser Anode bei Beschleunigungsspannungen von 20 - 30, 50 - 60, 90 - 100, 140 - 160 und 250 - 300 kV Röntgenstrahlen von ca. 8, 17, 30, 55 und 80 keV erzeugt werden können.

Zur Erzeugung von (charakteristischen) Röntgenstrahlen bestimmter Energie können niedrig schmelzende Anodenmaterialien (21 - 24) nötig sein (Fig. 4). Um im Betrieb ein Abdampfen dieser Materialien oder eine Diffusion zu vermeiden, werden die kritischen Schichten durch ca. 0.1 - 1 μm dicke (Zwischen-) Schichten (20) aus Beryllium, Chrom oder Molybdän oberflächlich geschützt bzw. voneinander getrennt.

Zur Erzeugung von Strahlung noch größerer Spektralreinheit wird eine andere Modifikation der Anode verwandt, wie in Fig. 5 gezeigt ist. Die Anode (25) ist an der Stelle des Brennflecks (26) auf maximal 50 μm verdünnt. Dadurch werden die Elektronen (27) bei Anregungsspannungen über 200 kV nicht vollständig innerhalb der Anode abgebremst, sondern treten an der Rückseite der Anode wieder aus. Erst in dem Hohlzylinder (29), der auf positivem Potential gegenüber der Anode liegt, werden sie endgültig absorbiert. Durch diese Anordnung wird der Anteil der Bremsstrahlung in der Röntgenstrahlung (28) noch weiter verringert, was für spezielle Forschungszwecke (Fluoreszenzanalyse) von Interesse sein kann. Um auch mit dieser Anode Strahlung verschiedener Energie erzeugen zu können, wird die Stelle des Brennflecks (26) aus mehreren Abschnitten aus verschiedenem Material gestaltet. Diese Abschnitte aus verschiedenem Material können wahlweise in den Brennfleck der Elektronen gebracht werden, indem die Anode verdreht oder verschoben wird.

Nummer: 27 19 809
 Int. Cl. 2: H 01 J 35/00
 Anmeldetag: 2. Mai 1977
 Offenlegungstag: 9. November 1978

2719609

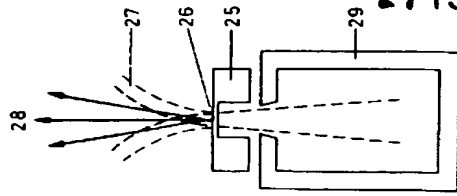


Fig. 5

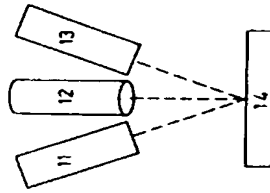


Fig. 2

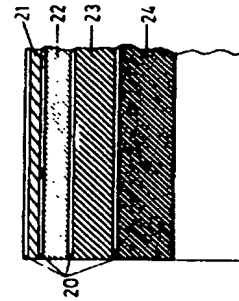


Fig. 4

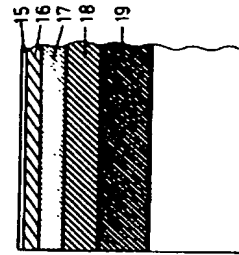


Fig. 3

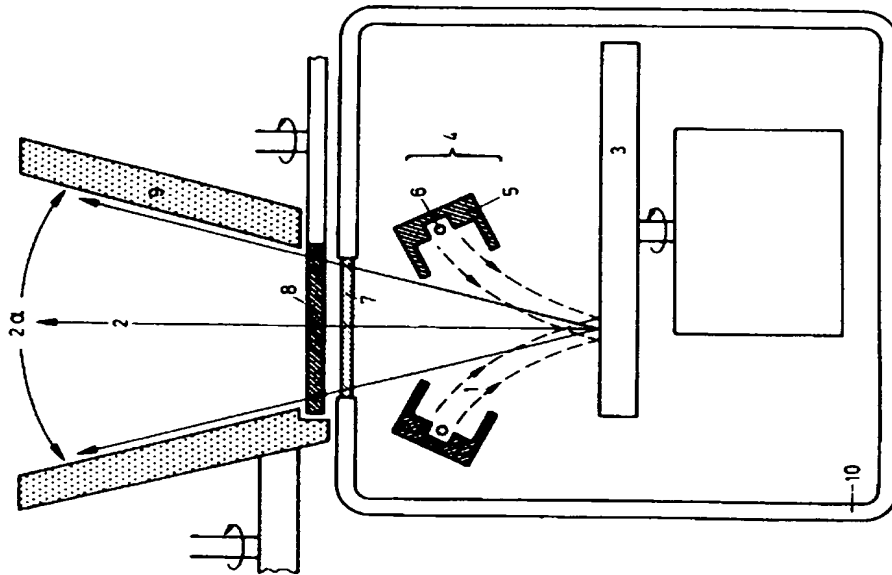


Fig. 1

809845/0239

NACHGERICHT